

特集 歯科医療のパラダイムシフト “デジタル・デンティストリー”

CAD/CAM 用歯科材料の進化

昭和大学歯学部歯科保存学講座歯科理工学部門

宮 崎 隆 堀田 康弘 藤島 昭宏

片 岡 有 柴 田 陽

はじめに

歯科医療では患者の健康回復およびリハビリテーションのために、材料を活用してきた歴史がある。材料の適用は、1) 生体組織への移植・置換、2) 補綴装置ほかの装置の作製、3) 治療の補助、4) 生体形態情報の収集、5) 歯科技工の中間材料など多岐に亘る。生体組織の欠損部を置換して空間保持や機能回復の目的に使用される修復・補綴装置は、患者の個別の症例に対応して、歯、歯列、粘膜組織に適合・調和することが要求されるため、材料とともに専門の歯科技工技術が進歩してきた。

現在使用されている歯科材料を大別すると、金属、セラミックス、レジンならびに複合材料になる。そして、歯科独自の成形加工法が歯科技工の現場で利用されている。金属に対してはロストワックス鋳造法、セラミックスの代表のポーセレンに対しては粉末築成・焼結法、そしてレジン系材料に対してはモノマーを利用した成形と重合法が利用されてきた。近代の歯科医療には新しい材料の開発や導入が検討されてきたが、これまでは現場の歯科技工設備で対応できる材料が前提であった。歯科用 CAD/CAM システムが実用化され、従来の歯科技工設備での制約がなくなり、新しい材料の導入が可能になった^{1,2)}。そして、材料の設計と品質保証が可能になった。本稿では、現在使用される CAD/CAM 用歯科材料の概要を解説し、今後を展望したい。

金属材料

金属は合金化することにより、弾性変形能と塑性変形能に優れ、靱性が高いので構造材料として幅広く使用されてきた。歯科治療では、インレー、クラ

ウン、ブリッジ、コーピングなどの固定性修復装置、可撤性装置である義歯床、および義歯の維持装置、さらに歯科インプラントとインプラント上部構造等、金属を利用した修復・補綴装置が臨床に幅広く利用されている。矯正装置にも金属線が多用される。

従来の歯冠修復・補綴装置の作製は、歯科用金属材料の代表である高カラット金合金に支えられて、材料の物性（主として力学的特性）と装置の種類との関係が整備されてきた。金属は靱性に富むので直接引張試験を行い評価する。現在の国際規格では、引張試験から得られる特性値、すなわち耐力、伸び、弾性係数で補綴装置の用途に対応して6つのタイプに分類している（Table 1：ISO の歯科用金属材料の規程）。

金属の成形加工法として古来鍛造（板金加工）と鋳造が実用化されていたが、歯科界では20世紀を通じて、複雑形状の薄い装置を高精度に仕上げる成形加工法として、ロストワックス精密鋳造法が確立され、現在にいたるまで世界中で日常的に使用されている。

これまでは修復・補綴用金属材料として、耐蝕性（安全性）、力学的強度、操作性（鋳造性、研磨性）等の諸特性を兼ね備えた高カラット金合金が最適金属材料とされてきた。米国歯科医師会が制定した鋳造用タイプ別金合金が、世界の歯科医療の基準になってきた。この合金は金—銀—銅の三元合金をベースにし、主として銅の配合量により、強度を調節している。また、金属の欠点である色調については、ポーセレン焼付技術が開発され、専用のポーセレン焼付金合金が使用されている。この合金はポーセレン焼成温度以上の高融点が必要なので、白金やパラジウムを配合した合金が使用されてきた。わが

Table 1 Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances (ISO22674, 2006)

Type	Recommended clinical indications	Proof stress (MPa)	Elongation (%)	Elastic modulus (GPa)
0	Single fixed restorations with low load	-	-	-
1	Single fixed restorations with low load	80	18	-
2	Single fixed restorations	180	10	-
3	Multiple fixed restorations	270	5	-
4	Thin prosthetic appliances with high load	360	2	-
5	Prosthetic appliances with high stiffness	500	2	150

国では、健康保険対応の金銀パラジウム合金が多用されている現状にある。

金、白金に代表される貴金属は投機の対象にもなり、社会情勢で価格が変動する。1980年代にオイルショックとともに金が高騰し、歯科材料としてニッケルクロム合金が使用され、世界中で金属アレルギーが問題になった。わが国では金銀パラジウム合金を頻用していたので、影響は小さかったが、その後ロシアの政情不安により、パラジウム価格が急高騰し、金銀パラジウム合金の経済的優位性が失われた。さらに、近年の世界情勢により金、白金、パラジウムなどの貴金属の価格はかつてないほどに急騰し、歯科材料としての貴金属系合金の使用が困難になりつつある。そのような中で、世界的には脱貴金属の動きが高まっている。

経験的にニッケル、コバルト、クロム、パラジウム、金、水銀など、歯科用合金の構成元素である多くの金属イオンがアレルギーを引き起こすことが認められている。歯科金属が直接の感作原にならなくても、日常生活ですでに感作していて、歯科治療がアレルギーを誘発する場合もある。歯科治療では、患者が生涯にわたって治療を受け、口腔内にいろいろな材料で作製された修復物や装置が混在するようになる。金属材料間に電位差があると、口腔内に電池が形成され、単独では溶出しない材料からも溶出することがある。アレルギーの少ない金属として身の回りでチタンが注目されている。

歯科領域で使用されるチタン合金には、商用純チタン（第1種から4種）とチタンアルミニウムバナジウム合金がある。商用純チタンの力学的性質（硬さと引張強さ）は従来のタイプ別金合金と同等であ

り、チタンアルミニウムバナジウム合金はコバルトクロム合金同等以上である（Fig. 1：各種歯科用金属材料の硬さと引張強さの相関図）。チタンは比重が貴金属の4分の1程度と小さく、表面に生成した酸化チタン被膜が食塩水中でも安定であるため、生体内の環境下で腐食に抵抗する。従って、インプラントから、歯冠修復装置、義歯までを含めて、患者の口腔内を一つの金属で処置できるという意味で、チタン合金が期待される。

しかし、チタン合金は融点が高く周囲の酸素との反応性が高いので融解が難しいことや、鋳型との反応性が高いので、歯科精密鋳造の適用が難しく、鋳造体の適合性や品質保証が貴金属系合金よりも劣っていることが臨床応用のネックになっていた。金属は切削加工に向いているので、今後はCAD/CAMを利用したチタン修復・補綴装置への期待が高い。以下に導入の利点をあげる³⁻⁵⁾。

1) 現在の歯科用CAD/CAM装置では精密鋳造同等以上の適合性が簡便な方法で得られる。（Fig. 2：CAD/CAMチタン上部構造の適合性）。

2) 鋳造体に存在し物性を低下させる表面の反応層はCAD/CAMではできないので、素材の品質が製品に反映できる。

3) チタンは表層に生成している酸化チタン層のために接着処理に有利であり、コンポジットレジン前装で審美修復に対応できる。

4) ブロックから削りだすので、新しい合金設計が可能になる（鋳造用合金は状態図の制約を受ける）。

セラミック材料

セラミックスはギリシャ語のケラモス（焼き物）

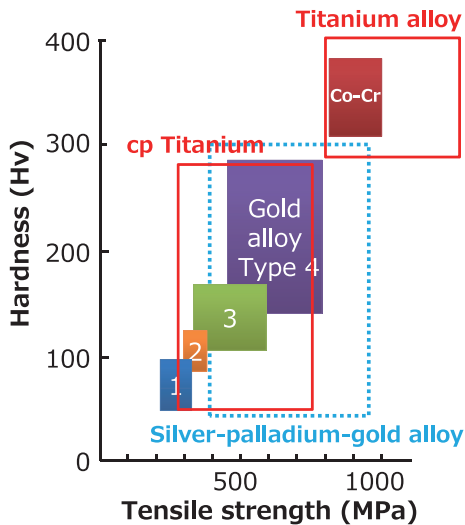


Fig. 1 Relationship of hardness and tensile strength of dental alloys

が語源で、陶磁器やガラスが代表であったが、ファインセラミックスが登場し、現在では金属以外の無機質固体材料の総称になっている。固体には原子や単位構造が規則正しい配列をしているものと不規則な配列をしているものがある。前者を結晶、後者をガラスと呼ぶ。歯科用セラミックスの代表はポーセレン（陶材）で、これは本来ガラス（磁器）である。

ポーセレンは審美修復には最高の材料であったが、脆性で破壊に対する抵抗が小さかった。そこで、強度に優れた歯科用セラミックスの開発が進められてきた。その流れは、ガラスから結晶質材料への流れである。脆性なセラミックスに対して、金属に利用する直接引張試験の適用は、試験片の把持を含めて難しい。脆性材料は表面の傷に敏感で、傷が拡げられるような引張応力が作用すると亀裂が進展して破壊にいたる。そこで、間接的に引張応力を測定できる曲げ試験、および、表面の傷からの破壊への抵抗を評価する破壊靱性試験を行い、曲げ強さと破壊靱性値で歯科用セラミックスを評価する。歯科用セラミックスは Fig. 3 に示すように、ポーセレン→ガラスセラミックス→ガラス浸潤多孔質多結晶焼結体→高密度多結晶焼結体の流れに従って、曲げ強さと破壊靱性が大きくなった (Fig. 3: 歯科用セラミックスの種類と強度)。

従来の歯科技工技術では、ポーセレンに対しては粉末築成・焼結、ガラスセラミックスに対しては鋳

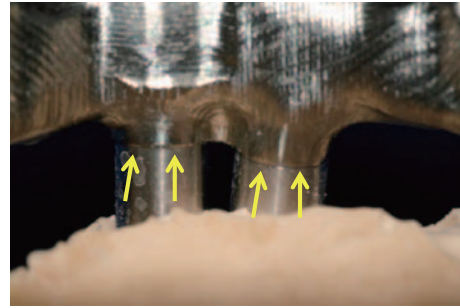


Fig. 2 Fit of the titanium superstructure fabricated by the CAD/CAM system to the implant body

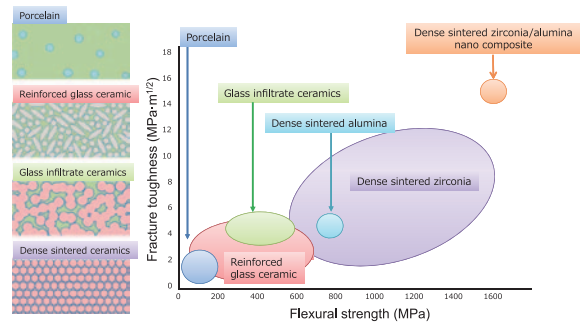


Fig. 3 Type and strength of dental ceramics

造や加熱加圧成形、ガラス浸潤多孔質多結晶焼結体に対してはスリップキャスト・焼結が用いられていたが、高密度多結晶焼結体の取り扱いができなかった。近年、CAD/CAMとネットワークの導入により、アルミナやジルコニアの高密度多結晶焼結体を利用できるようになった⁴⁾。さらに、ポーセレン、ガラスセラミックス、ガラス浸潤多孔質多結晶焼結体においても、あらかじめブロック状に成形された材料を利用してCAD/CAMで修復装置の作製ができる時代になった。そして、固定式補綴装置全般を歯科用セラミックスだけを用いて提供できるように国際規格が整備されている (Table 2: 歯科用セラミックス修復のISO)。この規格値を満足する材料を使用すれば金属を利用しないで広範なオールセラミック修復が可能になっている (Fig. 4: CAD/CAMをベースにしたセラミックス修復の全体像)^{6,7)}。

1) ポーセレン（陶材）

ポーセレンは審美修復材料として長年の使用実績がある。ポーセレン焼結体は光透過性が高いので金属酸化物を着色材として混和することにより、歯冠色を再現した焼結体の作製ができ、コンピュータ管

Table 2 Classification of ceramics for fixed prostheses by intended clinical use (ISO6872-2008)

Class	Recommended clinical indications	Flexural strength minimum (MPa)	Fracture toughness (MPa · m ^{1/2})
1	a) Aesthetic ceramic for coverage of a metal or ceramic substructure. b) Aesthetic-ceramic: single unit anterior prostheses, veneers, inlays, or onlays.	50	0.7
2	a) Aesthetic-ceramic: adhesively cemented, single unit, anterior or posterior prostheses. b) Adhesively cemented, substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses.	100	1.0
3	Aesthetic-ceramic: non-adhesively cemented, single-unit, anterior or posterior prostheses.	300	2.0
4	a) Substructure ceramic for non adhesively cemented, single-unit prostheses. b) Substructure ceramic for three-unit prostheses not involving molar restoration.	300	3.0
5	Substructure ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500	3.5
6	Substructure ceramic for prostheses involving four or more units.	800	5.0

理の電気炉を用いて焼成することにより、色調の再現性が高まった。

(1) CAD/CAM で作製する高強度セラミックフレームへの前装用ポーセレン（従来法）

ポーセレンは脆性材料で、曲げ強さと破壊靱性値が小さいので、単独で咬合負荷のかかる修復装置には堪えることができなかった。そこで、金属フレームにポーセレンを焼き付ける方法が実用化された。リユースサイト結晶をガラスの中に析出させることにより熱膨張係数を調整して、前装用ポーセレンの熱膨張係数をフレーム材料にマッチさせている。この方法は、オールセラミックス修復においても同様であり、アルミナやジルコニアの熱膨張係数に調和する前装用ポーセレンが開発されている。

(2) CAD/CAM 用ポーセレンブロック（インレー、アンレー、クラウン）

国際的にはセレックスシステムが、チェアサイド CAD/CAM 法で、ポーセレンブロックからの歯冠修復装置（インレー、アンレー、クラウン）の臨床応用を牽引してきた。材料には良好な成形加工性、短い加工時間、良好な細部再現性、易仕上げ研磨性等が要求される。当初のブロックは単色であり、色調再現性では従来の手作業のポーセレン修復に劣っていたが、現在では積層構造が再現されているブ

ロックが利用できる（Fig. 5：グラデーシオンのついたポーセレンブロック）。この材料は接着前処理（シランカップリング材含有のプライマー）と接着性レジンセメントの合着が必須である。

(3) CAD/CAM で作製する高強度セラミックスフレームへの前装用ポーセレン（CAD/CAM 法）

ブロックから（2）のように CAD/CAM で修復装置が作製できるので、CAD/CAM で作製する高強度セラミックスフレームへの前装を（1）のように従来法で歯科技工士が手作業で行うのではなく、前装体を CAD/CAM で作製して技工室で溶着や接着材で一体化して完成するシステムも登場した⁸⁾。

多数歯欠損のブリッジやインプラント上部構造に CAD/CAM で作製するジルコニアフレームが利用されるが、従来法で前装したポーセレンが一部チップングした場合に修理が難しかった。前装体の作製に CAD/CAM を利用すると、ポーセレンの破折等が生じた場合に保存データを利用して修理が容易になるメリットがある⁹⁾。

2) ガラスセラミックス

ガラスマトリックス中に結晶を析出させた材料を結晶化ガラスという。焼結体では欠陥を内包しやすいが、結晶化ガラスでは気孔率をゼロにすることができる。ガラスの長所は高い透光性であるが、結晶

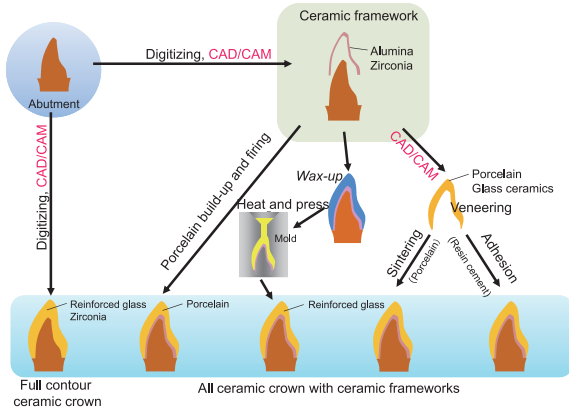


Fig. 4 Variation of the manufacturing process of ceramic prostheses using a CAD/CAM system



Fig. 5 Gradient colored porcelain blocks (IPS Empress® CAD Multi blocks)

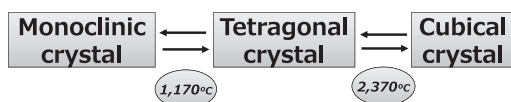


Figure 6 Transformation of zirconia

を析出させると一般的に透光性が低下する。しかし、ガラスマトリックスと結晶の光屈折率が近似していると光透過性が低下しないので、審美修復に利用できる。さらに結晶が亀裂の進展に抵抗するので、強度が向上する。

現在ではガラスセラミックスのブロックがセレクトシステムに代表されるチェアサイドのCAD/CAM成形用に利用できる。

(1) リューサイトガラスセラミックス

従来のポーセレンにリューサイト結晶を析出させ

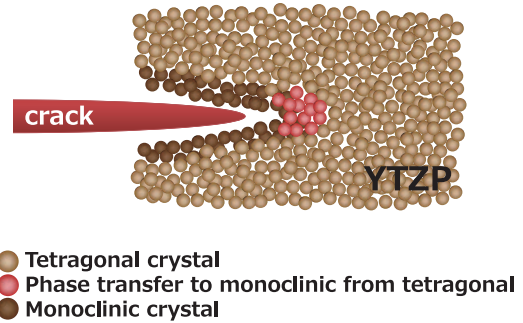


Fig. 7 Enhancement mechanism by the phase transformation of yttria partially stabilized tetragonal zirconia polycrystals (YTZP)



Fig. 8 Light translucency of dental ceramics

で強化したリューサイト強化ガラスセラミックスはポーセレンブロックよりも強度が高く、高い透明性とグラデーションを持つブロックも利用できる。ポーセレンブロック同様に、後処理で形態修正やステイン付与等ができるので、歯科技工士にも扱いやすい材料である。合着はポーセレン同様に、接着前処理（シランカップリング材を含むプライマー）と接着性レジメンメントの利用が不可欠である。

(2) ニケイ酸リチウムガラスセラミックス

従来、加熱加圧法で利用され臨床現場で高い評価を受けていたニケイ酸リチウムガラスのブロックがCAD/CAM成形に利用できるようになった。ジルコニアを分散させたジルコニア強化型ケイ酸リチウムガラスセラミックスも世界の主要なメーカーで開発され、日本でも薬事承認がおりている。本材料は曲げ強さと破壊靱性がポーセレン以上に向上してお

り、セラミックス修復の規格のクラス 4 に相当するので、単冠だけでなく、第 2 小臼歯までの 3 本ブリッジにも適用できる。IPS e.max CAD は HI（高透明度）、LH（低透明度）、MP（中不透明度）に加えて、明度の分類（インパルスバリュー）とオパールが提供されている。本材料の構造を考えると、そのままではシランカップリング材を含んだプライマーの効果は疑問である。ロカッテック処理のように、表面をシリカ処理してからプライマー、接着性レジンセメントが有効である。

3) 高密度焼結体セラミックス

工業界では圧力をかけて高温で高密度焼結体を作製する。従来の歯科技工では設備が限られているのでこのような材料は利用できなかった。ネットワークを利用した CAD/CAM が導入され、歯科修復物の作製に工業界の設備を利用することが可能になった。最初にアルミナがオールセラミックス修復のフレームに利用され、1990 年代末にジルコニアが利用されるようになった。これらの材料、とりわけジルコニアの登場で、オールセラミック修復がブリッジやインプラント上部構造まで適用できるようになり、新しい時代が始まった²⁾。

(1) イットリア部分安定化ジルコニア

現在の歯冠修復に利用されているジルコニアは、正確にはイットリアを少量（3 mol%）固溶させたイットリア部分安定化ジルコニアである。ジルコニアは室温では単斜晶の結晶構造で、1,000℃以上の高温で正方晶に結晶構造が転移する（Fig. 6：ジルコニアの変態）。イットリア部分安定化ジルコニアでは、本来高温で安定な正方晶を室温の状態でも安定相としている。イットリア部分安定化ジルコニア正方晶多結晶体（英語で YTZP：イットリア部分安定化ジルコニア正方晶多結晶体の略）とも言う。表面の微小な傷に応力が集中すると、通常のセラミックスでは傷が拡大して亀裂が進展して破壊にいたる。これが脆性材料の挙動である。イットリア部分安定化ジルコニアでは傷の先端（正方晶）に応力が集中すると本来室温で安定な単斜晶に戻りつつ膨張するので、結果として傷が閉じ込められ、亀裂の進展を防止する（Fig. 7：ジルコニアの強化模式図）。これにより、非常に高い曲げ強さと破壊靱性を有し、ブリッジのフレームワークに適用できる。

当初は高強度のジルコニアブロックから CAD/

CAM の加工装置で削りだしをしてが、バーの損傷と加工時間がかかり非生産的であった。そこで、まだ高密度焼結体の構造になっていないチョーク状のブロックから削りだし、後処理として高温で焼成して完成する方法が普及している。焼成に伴い大きく収縮するので設計と加工のための数値プログラム作製時に補正をしている。現状では臨床的に許容できる適合性が得られている。

当初のジルコニアは光透過性が小さかったので、金属焼付ポーセレンの金属に対応するオールセラミックス修復のフレームとして利用された。近年、光透過性を向上させ、歯冠色を付与したジルコニアブロックが開発された。これにより、CAD/CAM でジルコニアのフルカントゥアのクラウンが利用できる（Fig. 8：透光性を改良したジルコニア）。ジルコニアの硬さがエナメル質よりもはるかに大きいので対合歯の磨耗が懸念される。これについては、ジルコニアの表面を高度に研磨すれば、対合歯に対しても影響しないことが基礎研究のデータで明らかにされている。しかし、口腔内で硬さが大きいジルコニア修復の咬合面を鏡面研磨することは容易ではなく、臨床経過を注意深く検討したい。

ジルコニアは強度が大きいので必ずしも接着性レジンセメントを利用した合着処理が必要ではないが、補強のためには接着処置をするほうが望ましい。ジルコニアは材料学的にはポーセレンのようなケイ酸塩ではないので、そのままではシランカップリングは有効ではない。リン酸エステル系接着性モノマーが有効であるので、それをプライマーとして利用するか、ロカッテック処理のように表面をシリカ化してからシランカップリングを塗布して接着性レジンセメントで合着することが推奨される。

(2) セリア安定化ジルコニア・アルミナ複合体

イットリアを配合したジルコニアのほかに、セリアを配合したジルコニアが検討され、さらにセリア安定化ジルコニアとアルミナの複合体が開発された（Fig. 9：ナノジルコニア）。この材料はジルコニア、アルミナそれぞれの結晶粒内部にナノサイズのアルミナ、ジルコニア粒子を混ぜたナノ複合材料である。これまで歯科用セラミックスで最大の破壊靱性値を有し、破壊に抵抗する。従来のイットリア安定化ジルコニアは低温劣化といって、室温の湿潤環境下での劣化が生じるが、ナノ複合材料は堪えることがで

きる。本複合材料は厚さ0.3 mmで金属同様のサポート形態を付与したフレーム設計が可能になる¹⁰⁾。

レジン系複合材料

一般にレジン単独では強度が小さいので、レジンにセラミックス粒子を分散させて強化した材料、ならびにファイバーでレジン強化した複合材料が登場した (Fig. 10: 複合材料の模式図)。前者を歯科ではコンポジットレジン、後者をファイバー強化レジンと呼んでいる。歯科ではこれまで、レジンの成形加工はモノマーを扱って可塑性のあるペースト状態で成形してから、化学重合、加熱重合、光重合等によりモノマーをポリマー化して鎖の絡み合いで固化させていた。現在では、あらかじめ工場で重合してポリマー構造になっているブロックを用いて、CAD/CAMの工程をへて歯冠修復装置の作製が可能になっている。

複合材料としてコンポジットレジンが登場したのは1960年代で、齲蝕治療への成形修復材料としてであった。アクリルレジン単独では硬さが小さく、磨耗しやすいため、強化するために3つの改良が行われた。一つはアクリルレジンの線状高分子の代わりに架橋高分子の導入である。反応基が2つ以上ある多官能モノマーを重合すると架橋性高分子の構造になり、加熱しても柔らかくならず、強化される。さらにこの架橋高分子のネットワークの中に、硬さの大きいセラミックスの粒子をフィラーとして配合した。

光透過性が審美のために必要であるので、屈折率が架橋高分子と同等のシリカやケイ酸塩ガラスのフィラーを配合すると硬化体の透明性は担保される。しかし、レジンの鎖とセラミックスの粒子が化学的に結合していないと、粒子がこぼれて磨耗しやすい。そこで、シリカやケイ酸塩ガラスフィラーの表面をあらかじめシランカップリング処理を施しておく、モノマーを重合させる際に、ポリマーとフィラーが化学的に結合させることができる。開発当初のコンポジットレジンではガラスを粉砕したフィラーを配合して、容積で50%程度混入させるのが限界であったが、フィラーの作成技術が進歩し、ナノサイズやサブミクロンサイズのフィラー、レジンと複合化したフィラーなどが開発され、粒度分布を工夫して容積で70%程度まで配合させることがで

きるようになった。このタイプをハイブリッド型コンポジットレジンという。

2014年4月にCAD/CAM冠が小臼歯対象で保険収載され、対象材料として2014年8月現在で4種類が使用される。今後も増えることが予想される。これらの材料は基本的にはハイブリッド型コンポジットレジンである。診療室や技工室でモノマーが混入したペーストを出発点にして重合工程を経て最終の修復や装置を作成してきたのに対し、CAD/CAM用ブロックは工場であらかじめ重合してブロック状に成形している。従って、重合率が高く(残留モノマーが少ない)、フィラー含有量を増やすことも可能であるので、強度は向上している (Fig. 11: 保険CAD/CAM冠用材料)。

これらの材料はセラミックスのISO規格に対比させると、クラス2~3に相当する。従って、単独のクラウンで使用するには、接着性セメントでの合着が必要になる。ハイブリッドタイプのコンポジットレジンではフィラー含有量が高いので、レジンセメントと接着させるためには、クラウン内面をシランカップリング材で処理をする必要がある。最近では各社から多様なプライマーが市販されているので、コンポジットレジンに対応できるかどうかを確かめて欲しい。

Table 3 (ハイブリッド型コンポジットレジンとポーセレンの比較) にハイブリッド型コンポジットレジンとポーセレンの特性を対比して示す。ポーセレンは硬さが大きく化学的に安定で色調再現性とその維持に優れている。しかし、極めて脆性な材料である。一方、コンポジットレジンでは硬さは小さいもののポーセレンよりも靱性は多少改善されている。レジンの鎖の間に隙間があるので吸水し、溶出や劣化も生じる。従来の成形法では、ポーセレンは築成・焼結の工程がテクニックセンシティブで時間やコストが大きい。一方、コンポジットレジンの操作は簡単であり、焼成の工程は必要無い。CAD/CAMの導入により、ポーセレン、コンポジットレジンともに操作性は向上し、品質が安定する。今後の選択については、術者の判断で慎重に検討されたい。

ファイバー強化レジンでは先進医療にシートを利用したブリッジフレームへの応用が収載されているが、テクニックセンシティブである。近年、ファイバー強化レジンブロックが提供され、CAD/CAM

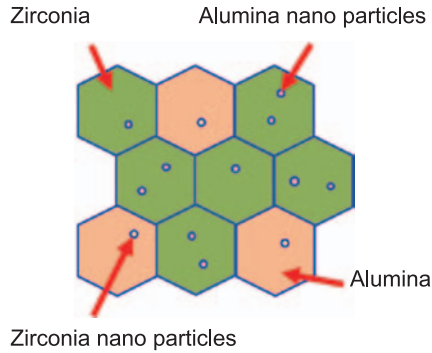


Fig. 9 Schematic illustration of the structure of dense sintered zirconia/alumina nano composite ceramics

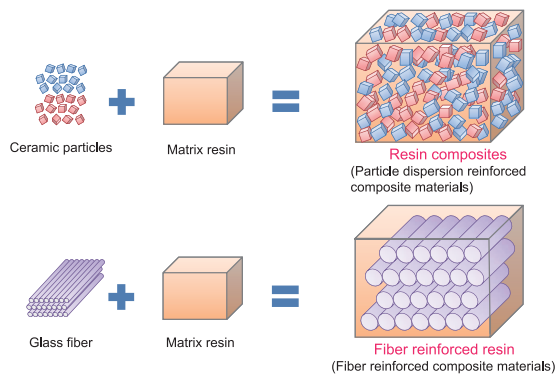


Fig. 10 Schematic illustration of composite materials



Fig. 11 Hybrid-type resin composite materials available for the full contoured CAD/CAM crowns approved by the national health insurance systems in Japan

で成形が可能になった (Fig. 12). ファイバーの走行性によるが、曲げ強さを 600 MPa まで向上させることができる。従って、将来はフレーム材料への応用が期待され、複合材料だけで金属を使用しない補綴処置の適応が拡大できる。

ま と め

金属、セラミックス、レジン（複合材料）のそれぞれの領域で、CAD/CAM 技術に対応して新しい

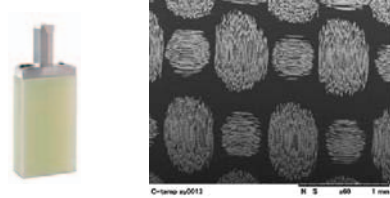


Fig. 12 SEM images of the fiber reinforced resin block (ARCTICA C-Temp blank, Kavo)

Table 3 Comparison of porcelain and hybrid-type resin composites

	Porcelain	Resin composites
Durability	Very brittle	Rather brittle
Fracture toughness (MPa · m ^{1/2})	1 ~ 1.5	2
Flexural strength (MPa)	100 ~ 120	150 ~ 200
Hardness	High	Moderate
Chemical stability	Excellent	Moderate
Safety	Excellent	Moderate
Color reproducibility	Excellent	Moderate
Fabrication	Conventional method	Technically sensitive
	CAD/CAM method	Easy
		Improvement of durability Guarantee of quality of products Easy operation

材料が利用できるようになった。CAD/CAM を利用することにより、品質保証やトレーサビリティの管理が可能になる。最近、生体硬組織（エナメル質、象牙質、骨質）の微小力学的特性の解明が進み、ひずみ速度に依存した特殊な弾性挙動を示すことが明らかになっている。今後の材料には今まで以上に生体組織への適合性が要求されるので、今後スマート材料の開発が急務であると考え^{11, 12)}。

文 献

- 1) Miyazaki T, Hotta Y, CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:97-106.
- 2) Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, *et al.* A review of

- dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28:44-56.
- 3) 宮崎 隆, 堀田康弘. 歯科におけるCAD/CAM技術. *バイオマテリアル*. 2013;31:243-251.
 - 4) 堀田康弘, 宮崎 隆. CAD/CAM 最新アップグレード. *補綴臨*. 2013;46:120-129.
 - 5) 堀田康弘, 宮崎 隆. 歯冠修復物作製に利用されるキャドキャムシステムの現状と将来. *日補綴会誌*. 2011;3:1-11.
 - 6) 宮崎 隆, 小倉英夫, 新谷明喜, ほか. CAD/CAM システムを用いたセラミック修復の利用ガイドライン. *日歯医学会誌*. 2011;30:50-54.
 - 7) 堀田康弘, 宮崎 隆. ジルコニアフレームの基本操作 ジルコニアフレームのCAD/CAM システム. *歯科技工*. 2010;別冊設計操作臨床ジルコニアレストレーション:54-63.
 - 8) Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, *et al.* Novel fabrication method for zirconia restorations: bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements. *Dent Mater J.* 2011;30:419-424.
 - 9) Oguri T, Tamaki Y, Hotta Y, *et al.* Effects of a convenient silica-coating treatment on shear bond strengths of porcelain veneers on zirconia-based ceramics. *Dent Mater J.* 2012;31:788-796.
 - 10) Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of Ce-TZP/ Al_2O_3 nanocomposite frameworks and veneering porcelains. *Dent Mater J.* 2013;32:839-846.
 - 11) 宮崎 隆, 堀田康弘. CAD/CAM 技術の現状と将来性について. *J Bio-Integ.* 2012;2:39-46.
 - 12) 宮崎 隆, 堀田康弘. CAD/CAM を中心とした歯科医療の現状と将来展望. *日歯理工会誌*. 2011;30:219-222.